

10/511116



REC'D 22 MAY 2003

WIPO

PCT

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 15 996.3

BEST AVAILABLE COPY

Anmeldetag: 11. April 2002

Anmelder/Inhaber: Dr. med. Ferdinand G u n d o l f , Kufstein/AT

Bezeichnung: Vorrichtung zur Förderung des Knochenwachstums,
insbesondere zur Osteosynthese von Knochenfrag-
menten und/oder Fixation von Knochenfrakturen

IPC: A 61 B 17/58

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der
ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 17. April 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

4 **PRIORITY DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

MEISSNER, BOLTE & PARTNER

Anwaltssozietät GbR

Postfach 860624

81633 München

Anmelder:

Dr. Ferdinand Gundolf

Kemterstrasse 1/I

A-6330 Kufstein

München, 11. April 2002

M/GÜN-024-DE

MB/PO/ir

Vorrichtung zur Förderung des Knochenwachstums,
insbesondere zur Osteosynthese von Knochenfragmenten
und/oder Fixation von Knochenfrakturen

B e s c h r e i b u n g

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Förderung des Knochenwachstums, insbesondere zur Osteosynthese von Knochenfragmenten und/oder Fixation von Knochenfrakturen, gemäß dem Oberbegriff des Anspruches 1.

5

Im vorliegenden Fall geht es also um die Förderung von Knochenwachstum, insbesondere im Bereich von Knochenfrakturen, aber auch zur Reduzierung von Osteoporose, welche zunehmend eine volkswirtschaftliche Herausforderung darstellt. Allein in Österreich müssen zum Beispiel 150 Millionen Euro pro Jahr für die Versorgung von Schenkelhalsbrüchen aufgebracht werden, wobei die Folgekosten dabei noch nicht berücksichtigt sind. Im Schnitt erkrankt jede dritte Frau im Alter von 60 bis 70 Jahren an Osteoporose. Bei den über 80-jährigen sind sogar 2/3 aller Frauen betroffen. Osteoporose-bedingte Frakturen führen zu Im-

15 mobilität und Pflegebedürftigkeit, zu Schmerzen und Verlust von Lebensqualität. Die Mortalität während der Rehabilitationsphase ist hoch. Die medizinischen Kosten für die Behandlung von Osteoporose-bedingten Frakturen, die derzeit jährlich in den USA

20 und Europa aufgebracht werden müssen, betragen ca. 25 Milliarden Euro. In diesem Betrag sind die indirekten Folgekosten nicht enthalten, wie etwa die Kosten für Rehabilitation und

- 2 -

Pflege, für Krankenstände, Arbeitsausfälle und institutionelle Dauerpflege.

5 Dementsprechend besteht ein enormes Bedürfnis nach Abhilfe und Reduzierung der vorgenannten Kosten.

10 Aus der DE 4 102 462 A1, die auf den Erfinder zurückgeht, ist bereits eine rein mechanische Vorrichtung zur Förderung des Knochenwachstums bekannt. Das dort beschriebene in der Regel
längliche Stabilisationselement zur Osteosynthese von Knochen-
fragmenten weist trotz dünnwandiger Bauweise eine hohe Steifig-
keit auf, und zwar bedingt durch einen Bogen-, Wellen-, mäan-
der-, zick-zack- od. dgl. -förmigen Querschnitt. Die Praxis hat
15 gezeigt, dass das erwähnte Stabilisationselement außerdem ver-
träglich und zudem einfach zu implementieren ist. Als besonders
geeignet erweist sich das erwähnte Stabilisationselement zur
mechanischen Stützung bzw. Unterstützung bei der Heilung kom-
plizierter Knochenbrüche. Dadurch, dass das bekannte Stabilisa-
tionselement nur Linienkontakt mit dem zugeordneten Knochen
20 besitzt sowie aus biologisch verträglichem Material, wie bei-
spielsweise Titan oder Titanlegierung hergestellt ist, welches
an der Oberfläche vorzugsweise aufgeraut ist, wird das Knochen-
wachstum positiv gefördert.

25 Alternative Untersuchungen haben gezeigt, dass das Knochen-
wachstum weiterhin durch eine elektrische Anregung gefördert
werden kann. Hierzu werden bisher zwei verschiedene Methoden
eingesetzt:

30 Einerseits kann die elektrische Anregung direkt mittels galva-
nischer Kopplung über Zuführungsdrähte oder andererseits induk-
tiv über ein äußeres elektromagnetisches Feld erfolgen.

35 Die direkte (galvanische) Anregung weist den Nachteil auf, dass
eine Folge elektrischer Impulse transkutan über Zuführungsdräh-

- 3 -

te von außerhalb des Körpers durch die Haut eines Patienten hindurch erfolgt. Die Zuführungsdrähte müssen zudem nach Heilung des Knochens operativ wieder entfernt werden. Für die induktive Stimulation ist ein erheblicher Aufwand an externen Apparaten zur Erzeugung von elektromagnetischen Feldern erforderlich.

In der praktischen Anwendung weisen die beiden vorgenannten Verfahren zur elektrischen Stimulation des Knochenwachstums einen weiteren wesentlichen Nachteil auf: Aufgrund der externen Einrichtungen, wie eine elektrische Impulsquelle zur Erzeugung von elektrischen Anregungsimpulsen, Zuführungsdrähten und dergleichen Mittel können die beiden Verfahren nur unter Aufsicht beispielsweise einer Arztpraxis oder einem Krankenhaus durchgeführt werden. Dadurch ist die Anwendung auf bestimmte Zeiten beschränkt. Für eine besondere schnelle Heilung wäre jedoch eine Applikation der Verfahren ohne zeitliche Beschränkung und auf Sicht günstig.

Schließlich wird bei den beiden vorgenannten Verfahren der Bewegungszustand eines Patienten nicht berücksichtigt. Die Verfahren sind in keiner Weise adaptiv und wirken auf den Patienten ohne Rücksichtnahme auf dessen Absorptionsfähigkeit - medizinisch auch als „Resonanzfähigkeit“ bezeichnet - ein. In diesem Zusammenhang wäre beispielsweise eine Adaption von Intensität und Frequenz elektrischer Impulse zur Stimulation des Knochenwachstum in Abhängigkeit von der Belastung des zu heilenden Knochen wünschenswert.

Die vorgenannten Nachteile lassen sich vermeiden durch eine Vorrichtung, die mindestens ein einem Implantat oder dem Knochen unmittelbar zugeordnetes piezo-elektrisches Element umfasst, sowie dies in der US 6 143 035 oder korrespondierenden EP 1 023 872 A2 beschrieben ist. Dieser Vorschlag vermeidet externe Apparate und/oder Zuführungsdrähte von einer externen

elektrischen Impulsquelle. Außerdem hat der bekannte Vorschlag den Vorteil, dass die vom piezo-elektrischen Element erzeugten elektrischen Impulse zur Stimulation des Knochenwachstums adaptiv sind, d.h. die Stimulation richtet sich nach dem aktuellen Bewegungs- und Belastungszustand eines Patienten.

Nachteilig ist bei dem Vorschlag nach der US 1 143 035 die Anbringung des oder der piezo-elektrischen Elemente an der Außenseite eines Implantats, zum Beispiel Hüftschafte. Das oder die piezo-elektrischen Elemente stehen dementsprechend über das Implantat nach außen vor. Damit verliert das Implantat die ursprüngliche Passgenauigkeit mit der Folge, dass die Gefahr einer Lockerung besteht. Außerdem besteht die Gefahr, dass das oder die piezo-elektrischen Elemente aufgrund äußerer Belastungen vom Implantat abgetrennt und damit unwirksam werden. Bei der Anbringung eines piezo-elektrischen Elements an der Außenfläche eines Implantats lässt sich auch die notwendige maximale Toleranz von 0,1 bis 0,25 mm über die gesamte Oberfläche des Implantats in Relation zu einem vorgeraspelten Implantataufnahmeraum nicht mehr einhalten.

Dementsprechend liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung der eingangs genannten Art zu schaffen, bei der piezo-elektrische Elemente über die Implantatoberfläche nicht vorstehen, so dass das Implantat in herkömmlicher Weise implantiert werden kann. Außerdem soll gewährleistet sein, dass die auf das Implantat einwirkenden Kräfte unmittelbar auf das dem Implantat zugeordnete piezo-elektrische Element einwirken.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass das wenigstens eine piezo-elektrische Element integraler Bestandteil des Implantats ist. Vorzugsweise besteht das Implantat zumindest teilweise aus einer piezo-elektrischen Keramik.

Dadurch, dass das piezo-elektrische Element integraler Bestandteil des Implantats ist, soll sichergestellt sein, dass die äußere Kontur des Implantats unverändert bleibt. Dementsprechend lässt sich das Implantat in herkömmlicher Weise implantieren.

5 Durch die Einbettung des piezo-elektrischen Elements innerhalb des Implantats ist auch eine dauerhaft unmittelbare Einwirkung von äußeren Kräften auf das piezo-elektrische Element über das Implantat gewährleistet. Das Implantat definiert stets den einen elektrischen Pol des piezo-elektrischen Elements, wobei der
10 zweite Pol durch ein nur mit dem umliegenden Knochen in Berührung kommendes Kontaktelement aus humanverträglichem, elektrisch leitendem, insbesondere metallischem Werkstoff definiert ist. Vorzugsweise besteht dieses Kontaktelement ebenfalls aus Implantatwerkstoff. Es kann streifen-, scheiben- oder knopfartig
15 ausgebildet sein. Dies hängt letztlich von der Geometrie der Öffnung der Aufnahmetasche für das piezo-elektrische Element im Implantat ab.

20 Um sicherzustellen, dass das Implantat trotz des integrierten piezo-elektrischen Elements seine ursprüngliche Kontur beibehält, ist das piezo-elektrische Element vorzugsweise innerhalb einer zum Knochen hin offenen Implantattasche so angeordnet, dass es im wesentlichen bündig mit der Implantatoberfläche abschließt.

25 Spezielle Ausführungsformen von Implantaten mit zugeordneten piezo-elektrischen Elementen sind in den Ansprüchen 5 ff. beschrieben. Sie werden nachstehend auch noch näher anhand der beigefügten Zeichnung erläutert. Diese zeigen in
30

Figur 1 ein Zahnimplantat mit piezo-elektrischem Element teilweise im Längsschnitt, teilweise in Seitenansicht;

- 6 -

- Figur 2 das Zahnimplantat gemäß Figur 1 im Querschnitt Längslinie II-II in Figur 1;
- 5 Figur 3 einen knocheninduzierenden Schenkelhalsstift teilweise in Seitenansicht, teilweise im Längsschnitt unter Darstellung der Implantation innerhalb eines Schenkelhalses;
- 10 Figur 4 eine Hüftgelenkpfanne mit knocheninduzierendem piezo-elektrischen Element im Schnitt;
- 15 Figur 5 einen Hüftschaft in Seitenansicht mit einem piezo-elektrischen Element an der anterioren/posterioren Seite einerseits und einem weiteren piezo-elektrischen Element lateral;
- 20 Figur 6 und 7 den Hüftschaft gemäß Figur 5 im Querschnitt Längslinie VI-VI sowie Längslinie VII-VII in Figur 5;
- 25 Figur 8 einen Femurschlitten im Schnitt unter Darstellung Befestigungsschrauben mit piezo-elektrischem Element;
- 30 Figur 9 ein Tibiateil im Schnitt, dessen Knochen-Befestigungsschrauben jeweils mit einem piezo-elektrischen Element versehen sind; und
- Figur 10 einen Querschnitt durch ein halbkreisförmiges Stabelement zur Stabilisierung einer Knochenfraktur, dessen dem Knochen zugewandter Hohlraum mit einem piezo-elektrischen Element ausgefüllt ist, im Querschnitt.

- 7 -

In den Figuren 1 und 2 ist im Teil Längs- und Querschnitt ein Zahnimplantat 10 für einen künstlichen Zahn 11 dargestellt. Der im (Kiefer-)Knochen 12 verankerbare Teil ist als Knochenschraube 13 mit Außengewinde 14 ausgebildet, wobei der obere Teil der Knochenschraube 13 einen Konus 15 umfaßt, auf den der künstliche Zahn 11 aufgesteckt werden kann. Der Gewindeteil der Knochenschraube 13 ist hohl ausgebildet und mit zwei diametral zueinander angeordneten Längsschlitz 16 versehen. Der Längshohlraum 17 des Gewindeabschnitts der Knochenschraube 13 ist mit piezo-elektrischer Keramik, die das erfindungsgemäße piezo-elektrische Element definiert, ausgefüllt. Im Bereich der beiden Längsschlitz 16 erstrecken sich elektrisch leitende Kontaktstreifen 19, die vorzugsweise aus demselben Werkstoff hergestellt sind wie die Knochenschraube 13, nämlich aus Titan oder einer Titanlegierung, also einem Werkstoff, der humanverträglich ist. Die Kontaktstreifen 19 stehen nur mit dem Knochen 12 einerseits und der piezo-elektrischen Keramik 18 andererseits in Berührung, also nicht mit der Implantatschraube 13. Dementsprechend definieren die Kontaktstreifen 19 den Gegenpol zu der Knochenschraube 13. Letztere bildet vorzugsweise den Minuspol, während die Kontaktstreifen 19 den Pluspol definieren.

Durch die Kontaktstreifen 19 werden die Längsschlitz 16 im wesentlichen ausgefüllt, so dass die ursprüngliche Außenkontur der Knochenschraube 13 nahezu unverändert ist. Das beschriebene Zahnimplantat ist besonders hoch wirksam, und zwar aufgrund der dynamischen Belastung des piezo-elektrischen Elements 18 beim Kauen. Die dabei erzeugten elektrischen Signale bzw. Impulse bewirken eine schnellere Heilung des Kieferknochens 12.

Aus bisher gewonnenen Erkenntnissen mit der elektrischen Anregung der Knochenheilung ist es bekannt, dass eine effektive Stromstärke (Gleich-, Wechsel- oder Rechteckimpulsstrom) von etwa 10-100 μA für die Förderung des Knochenwachstums am besten ist. Vorzugsweise ist daher das piezo-elektrische Element der-

art ausgebildet, dass bei einer üblichen Belastung der Knochenstruktur ein Strom mit einer effektiven Stromstärke von etwa 10-100 μ A erzeugt wird.

5 Das piezo-elektrische Element 18 besteht vorzugsweise aus einer piezo-elektrischen Keramik. Zirkonat oder Titanat-Keramiken haben sich hierbei als besonders geeignet für den chirurgischen/orthopädischen Anwendungsbereich erwiesen, da diese körperverträglich und einfach in den Körper integrierbar sind. Andere körperverträgliche und piezo-elektrisch aktive Keramiken, wie Quarzkeramik, sind ebenfalls denkbar.

10 In Figur 3 ist die Implantation eines Schenkelhalsstiftes 21 mit piezo-elektrischem Element 20 im Bereich eines frakturgefährdeten Schenkelhalses im Teil-Längsschnitt und Teil-Seitenansicht dargestellt. Der entsprechend gefährdete Schenkelhals ist mit der Bezugsziffer 22 gekennzeichnet. Der Schenkelhalsstift 21, der aus Titan oder einer Titanlegierung besteht, ist ähnlich wie die Knochenschraube 13 hohl ausgebildet. Der Hohlraum ist mit piezo-elektrischer Keramik ausgefüllt, die das piezo-elektrische Element 20 definiert. Auch hier sind zwei diametral zueinander angeordnete Längsschlitz 23 vorgesehen, in deren Bereich elektrisch leitende Kontaktstreifen 24 entsprechend den Kontaktstreifen 19 gemäß den Figuren 1 und 2 platziert sind, und zwar so, dass sie einerseits mit der Keramik 20 und andererseits mit dem umgebenden Knochen in Berührung stehen. Die Kontaktstreifen 24 bilden also dann den Gegenpol zu dem Stift 21. Es sei an dieser Stelle erwähnt, dass der Knochenaufbau eine kristalline Struktur aufweist und bei mechanischer Belastung mit piezo-elektrischen Impulsen reagiert. Im umgekehrten Fall reagiert der Knochen mit einem mechanischen Moment. Das wiederum führt zu Knochenaufbau. Dieses gegenseitige Einwirken von mechanischen Momenten und piezo-elektrischen Impulsen wird erfindungsgemäß ausgenutzt.

Der in Figur 3 dargestellte Schenkelhalsstift dient hier zur Prophylaxe. Er kann jedoch genauso gut zur Heilung einer Schenkelhalsfraktur dienen.

5 In ganz ähnlicher Weise können zur Prophylaxe Knochen- bzw. Pedikelschrauben an anderen Stellen des Knochens eingebracht werden. Derartige Knochen- bzw. Pedikelschrauben weisen einen Gewindeteil auf entsprechend demjenigen der Knochenschraube 13 in den Figuren 1 und 2.

10
In Figur 2 ist eine Hüftgelenk- bzw. Hüftpfanne 25 dargestellt, die im Beckenknochen 26 eingeschraubt ist. Das entsprechende Schraubgewinde ist in Figur 4 mit der Bezugsziffer 27 gekennzeichnet. Bei alten und sehr alten Patienten retrahiert sich
15 der Knochen im Bereich einer zementlos implantierten Hüftpfanne, wie die hier dargestellte Hüftpfanne 25. Die Hüftpfanne wird dann nur mehr von zarten Knochenbälkchen in Lage gehalten. Um diesem Problem vorzubeugen, sind bei der dargestellten Hüftpfanne 25 Bodenöffnungen 28 vorgesehen, die jeweils mit piezo-
20 elektrischer Keramik 29 ausgefüllt sind. Die piezo-elektrische Keramik erstreckt sich dabei auch noch über die gesamte Innenseite des Pfannenbodens und wird durch das in Figur 4 nicht dargestellte Inlay druckbeaufschlagt. Pfannen-außenseitig steht die piezo-elektrische Keramik 29 über druckknopfartige Kontakt-
25 elemente 30 mit dem Knochen 26 in Berührung. Die druckknopfartigen Kontaktelemente 30 stehen mit der piezo-elektrischen Keramik 29 einerseits und dem umgebenden Knochen 26 andererseits in Kontakt; im übrigen sind sie gegenüber der Pfanne 25 isoliert. Die Kontaktelemente 30 bilden somit den elektrischen
30 Gegenpol zur Pfanne 25. Das Knochenwachstum wird bei der dargestellten zementlos implantierten Hüftpfanne zum einen durch die Spitzen des Gewindes 27 und zum anderen durch das dargestellte piezo-elektrische System gefördert. Insbesondere durch letzteres erfolgt eine Knocheninduktion zum Implantat hin, welches im
35 Laufe der Zeit zunehmend stabilisiert wird. Durch die beschrie-

benen Maßnahmen tritt also genau der umgekehrte Effekt ein, der üblicherweise zu erwarten wäre, nämlich Knochenaufbau statt Knochenabbau.

5 Die Figuren 5 bis 6 zeigen einen Hüftschaff mit anterior sowie lateral ausgebildeter Tasche 31 bzw. 32 zur Aufnahme einer piezo-elektrischen Keramik bzw. eines piezo-elektrischen Elements 33 bzw. 34. Die Aufnahmetaschen 31 bzw. 32 sind jeweils längs-
10 nutartig ausgebildet. Sie weisen jeweils einen etwa halbkreisförmigen Querschnitt auf. An der dem Knochen zugewandten Seite sind in die piezo-elektrische Keramik 33 bzw. 34 jeweils Kontaktstreifen 35 bzw. 36 eingebettet, und zwar so, dass die piezo-elektrische Keramik einschließlich Kontaktstreifen bündig mit der Außenoberfläche des Implantats, hier Hüftschaffes 37
15 abschließen.

Der Hüftschaff 37 kann auch der posterioren und/oder medialen Seite noch mit piezo-elektrischen Elementen entsprechenden Elementen 33, 34 versehen sein. Letztlich hängt dies vom Knochen-
20 gefüge des Patienten ab. Auch hier bilden die Kontaktstreifen 35, 36 weder jeweils den elektrischen Pluspol des piezo-elektrischen Elements 33 bzw. 34, während das Implantat selbst, nämlich der Hüftschaff 37 den Minuspol definiert.

25 Die beschriebenen Beispiele zeigen auch sehr deutlich, dass keine Drähte zur Übertragung von Stromimpulsen verlegt sind. Die Implantate sollen im wesentlichen ihre ursprüngliche Form aufweisen, so dass sie in herkömmlicher Weise implantiert werden können.

30 In den Figuren 8 und 9 ist im schematischen Längsschnitt ein Femurschlitten 38 einerseits und in Tibiaplateau 39 andererseits dargestellt, wobei auf letzterem ein Lagerkörper 40 aus Polyethylen od. dgl. humanverträglichem Kunststoff fest oder
35 verschieblich (Translation und/oder Rotation) gelagert ist.

Sowohl der Femurschlitten als auch das Tibiaplateau werden am Femur 41 bzw. an der Tibia 42 mittels Knochenschrauben 43 bzw. 44 befestigt. Die Knochenschrauben 43, 44 weisen einen Gewindeteil auf, welcher demjenigen der Knochenschraube 13 gemäß Figur 1 entspricht. Auch bei den Knochenschrauben 43, 44 ist ein Längshohlraum vorgesehen, der mit einer piezo-elektrischen Keramik ausgefüllt ist. Diese bildet jeweils ein piezo-elektrisches Element 45, 46. Im Bereich der Längsschlitz sind wiederum Kontaktstreifen 47, 48 vorgesehen, die mit der piezo-elektrischen Keramik einerseits und dem umgebenden Knochen andererseits in Berührung stehen.

Das piezo-elektrische Element 45 bzw. 46 ist jeweils etwas konisch ausgebildet, und zwar in Richtung zum Schraubenende hin konisch erweitert, so dass der Gewindeteil der Knochenschrauben 43, 44 entsprechend radial nach außen gespreizt wird. Dadurch wird ein besserer Halt in der Knochen-Spongiosa erreicht.

In Figur 10 ist im Querschnitt ein längliches Stabilisationselement gemäß der DE 4 102 462 A1 dargestellt, und zwar in Zuordnung zu einem Knochen 50. Das Stabilisationselement, welches als längliches Halbrohr ausgeführt ist, ist mit der Bezugsziffer 49 gekennzeichnet. Es hat mit der Knochenoberfläche nur Linienkontakt, wobei dieser Linienkontakt durch im Längsabstand voneinander angeordnete Spitzen 51, 52 unterbrochen ist, die in den Knochen eindringen. Das dargestellte Stabilisationselement wird durch ein um den Knochen und das Stabilisationselement 49 herumgeschlungenes Halteband 53 in Position gehalten. Das Halteband 53 ist in Figur 10 nur zum Teil dargestellt. Vor allem fehlt die Darstellung des Schließelements für die beiden freien Enden des Haltebandes. Diesbezüglich handelt es sich jedoch um bekannten Stand der Technik, der ebenfalls auf den Erfinder zurückgeht.

Der Hohlraum zwischen Stabilisationselement 49 und Knochenoberfläche ist mit einer piezo-elektrischen Keramik ausgefüllt. An der der Knochenoberfläche zugewandten Seite ist in die Keramik 54 ein elektrisch leitender Kontaktstreifen 55 eingebettet.

5 Dieser ist wie bei den vorbeschriebenen Ausführungsformen gegenüber dem Stabilisationselement 54 durch die Keramik isoliert und definiert den Gegenpol zum Stabilisationselement 49, welches aus Titan oder einer Titanlegierung besteht. Auch hier ist also das piezo-elektrische Element 54 integraler Teil des Stabilisationselements 49.

10 Bei Zuordnung von mehr als einem piezo-elektrischen Element können mindestens zwei piezo-elektrische Elemente zur Erzielung einer höheren elektrischen Spannung elektrisch in Reihe geschaltet werden. Alternativ können die piezo-elektrischen Elemente auch elektrisch parallel geschaltet werden, wodurch eine
15 höhere Stromstärke erzielbar ist. Wesentlich ist, dass die effektive Stromstärke von 10-100 μ A erreicht wird. In entsprechender Weise sind die piezo-elektrischen Elemente dann zu
20 schalten.

Wie bereits erwähnt, können die piezo-elektrischen Elemente den verschiedensten Implantaten zugeordnet werden, zum Beispiel auch einer künstlichen Patella. Insofern bestehen keine Grenzen.
25

Die Beaufschlagung des piezo-elektrischen Elements erfolgt jeweils über das Implantat einerseits und den Knochen andererseits, wobei auch Druck durch die Muskulatur ausgeübt werden
30 kann.

Sämtliche in den Anmeldungsunterlagen beschriebenen Merkmale werden als erfindungswesentlich beansprucht, soweit sie einzeln oder in Kombination gegenüber dem Stand der Technik neu sind.

B e z u g s z e i c h e n l i s t e

	10	Zahnimplantat
5	11	künstlicher Zahn
	12	(Kiefer-) Knochen
	13	Knochenschraube
	14	Außengewinde
	15	Steckkonus
10	16	Längsschlitz
	17	Längshohlraum
	18	piezo-elektrisches Element (Keramik)
	19	Kontaktstreifen
	20	piezo-elektrisches Element (Keramik)
15	21	Schenkelhalsstift
	22	Schenkelhals
	23	Längsschlitz
	24	Kontaktstreifen
	25	Hüftpfanne
20	26	Beckenknochen
	27	Schraubgewinde
	28	Bodenöffnung
	29	piezo-elektrisches Element (Keramik)
	30	Kontaktelement
25	31	Tasche
	32	Tasche
	33	piezo-elektrisches Element (Keramik)
	34	piezo-elektrisches Element (Keramik)
	35	Kontaktstreifen
30	36	Kontaktstreifen
	37	Hüftschaft
	38	Femurschlitten
	39	Tibiaplateau
	40	Lagerkörper
35	41	Femur

- 14 -

42	Tibia
43	Knochenschraube
44	Knochenschraube
45	piezo-elektrisches Element (Keramik)
5 46	piezo-elektrisches Element (Keramik)
47	Kontaktstreifen
48	Kontaktstreifen
49	Stabilisationselement
50	Knochen
10 51	Spitze
52	Spitze
53	Halteband
54	piezo-elektrisches Element (Keramik)
55	Kontaktstreifen

15

Z u s a m m e n f a s s u n g

5 Vorrichtung zur Förderung von Knochenwachstum, insbesondere zur Osteosynthese von Knochenfragmenten und/oder Fixation von Knochenfrakturen, welche zumindest ein einem Implantat (10) od. dgl. Knochenfixiermittel zugeordnetes piezo-elektrisches Element (18) umfasst, das unter der Einwirkung von Kräften elektrische Impulse erzeugt, die als Stimulans für das Knochenwachstum dienen. Das wenigstens eine piezo-elektrische Element (18) ist integraler Bestandteil des Implantats (10).

(Figur 1)

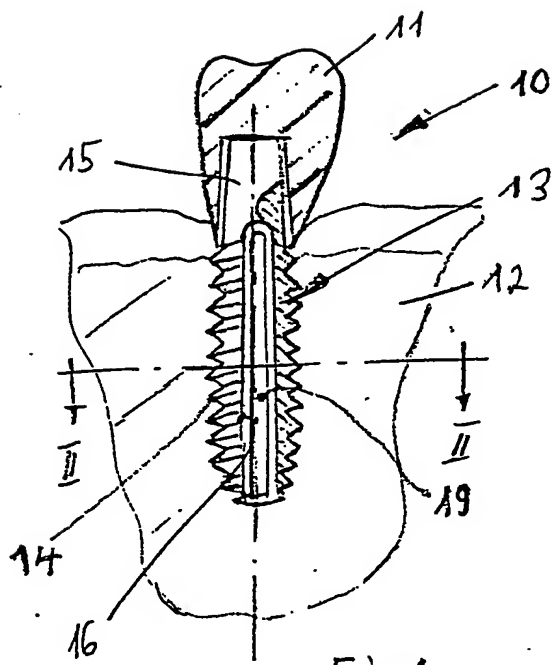


Fig. 1

MEISSNER, BOLTE & PARTNER
Anwaltssozietät GbR
Postfach 860624
81633 München

Anmelder:
Dr. Ferdinand Gundolf
Kemterstrasse 1/I
A-6330 Kufstein

München, 11. April 2002
M/GUN-024-DE
MB/PO/ir

Vorrichtung zur Förderung des Knochenwachstums,
insbesondere zur Osteosynthese von Knochenfragmenten
und/oder Fixation von Knochenfrakturen

A n s p r ü c h e

1. Vorrichtung zur Förderung von Knochenwachstum, insbesondere zur Osteosynthese von Knochenfragmenten und/oder Fixation von Knochenfrakturen, welche zumindest ein einem Implantat (10; 21; 25; 37; 38; 39) od. dgl. Knochenfixiermittel (49) zugeordnetes piezo-elektrisches Element (18; 20; 29; 33; 34; 45; 46; 54) umfasst, das unter der Einwirkung von Kräften elektrische Impulse erzeugt, die als Stimulans für das Knochenwachstum dienen,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
das wenigstens eine piezo-elektrische Element (18; ... 54) integraler Bestandteil des Implantats (10; ... 39 bzw. 49) ist.
5
2. Vorrichtung nach Anspruch 1,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
das Implantat (10; ... 39 bzw. 49) zumindest teilweise aus einer piezo-elektrischen Keramik besteht.
15
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
das Implantat (10; ...) den einen Pol, insbesondere Minuspol, und ein nur mit umliegenden Knochen in Berührung kom-
20

- 2 -

mendes Kontaktelement (19; 24; 30; 35; 36; 47; 48; 55)
aus humanverträglichem, elektrisch leitendem, insbesondere
metallischen Werkstoff den anderen Pol, insbesondere Plus-
pol des piezo-elektrischen Elements (18; ...) definiert.

5

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
dadurch gekennzeichnet, daß
das piezo-elektrische Element (33; 34) innerhalb einer zum
Knochen hin offenen Implantattasche (31; 32) angeordnet
ist, insbesondere derart, daß es im wesentlichen bündig
mit der Implantatoberfläche abschließt.

10

15

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4,
dadurch gekennzeichnet, daß
das Implantat (10; 21; 43; 44) nach Art eines Dübels aus-
gebildet ist, in dessen zentralem Hohlraum (17) das piezo-
elektrische Element (18; 20; 45; 46) platziert ist.

20

6. Vorrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet, daß
das Implantat eine stiftartige Halterung für einen künst-
lichen Zahn (11), eine Knochen- oder Pedikelschraube (13;
43; 44) oder ein Knochenfixierstift (21) od. dgl. Knochen-
fixierelement (49) ist.

25

30

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4,
dadurch gekennzeichnet, daß
das Implantat eine Hüftgelenkpfanne (25) mit wenigstens
einer Bodenöffnung (28) ist, wobei innerhalb dieser das
piezo-elektrische Element (29) platzierbar ist.

35

8. Vorrichtung nach Anspruch 7,
dadurch gekennzeichnet, daß
das innerhalb der Bodenöffnung (28) angeordnete und diese
ausfüllende piezo-elektrische Element (29) mit einer sich

- 3 -

über zumindest einen Teil der Innenseite des Pfannenbodens erstreckenden piezo-elektrischen Schicht (29) integral verbunden ist.

- 5 9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8,
 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
 das piezo-elektrische Element derart ausgebildet ist, daß
 bei üblicher Belastung der Knochenstruktur ein Strom mit
 einer effektiven Stromstärke von etwa 10-100 μ A erzeugbar
10 ist.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9,
 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
 das piezo-elektrische Element aus einer piezo-elektrischen
15 Keramik, insbesondere einer Zirkonat- oder Titanat-Keramik
 hergestellt ist.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10,
 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
20 bei mindestens zwei piezo-elektrischen Elementen diese
 entweder elektrisch in Reihe oder elektrisch parallel ge-
 schaltet sind.

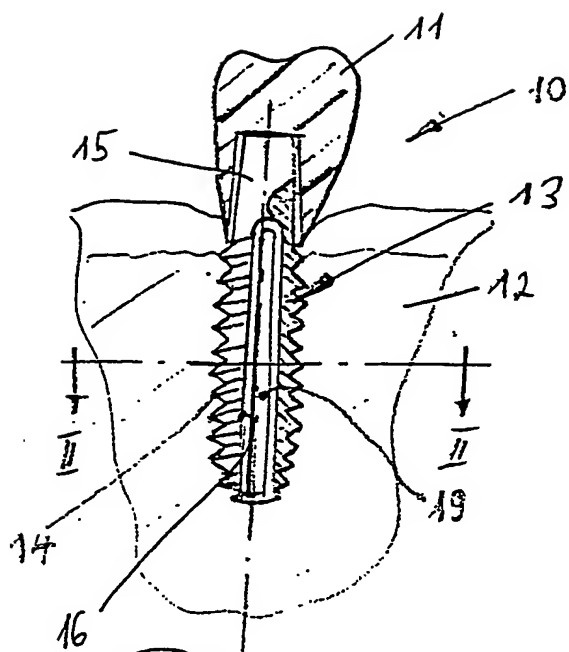


Fig. 1

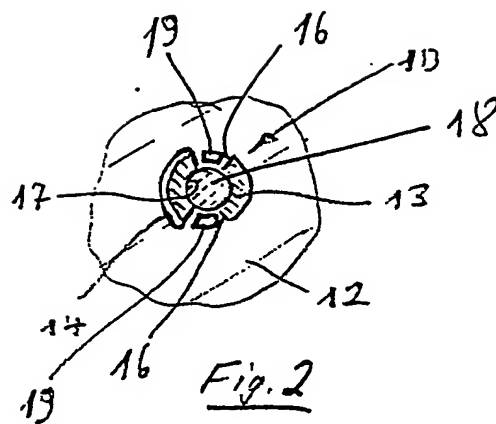


Fig. 2

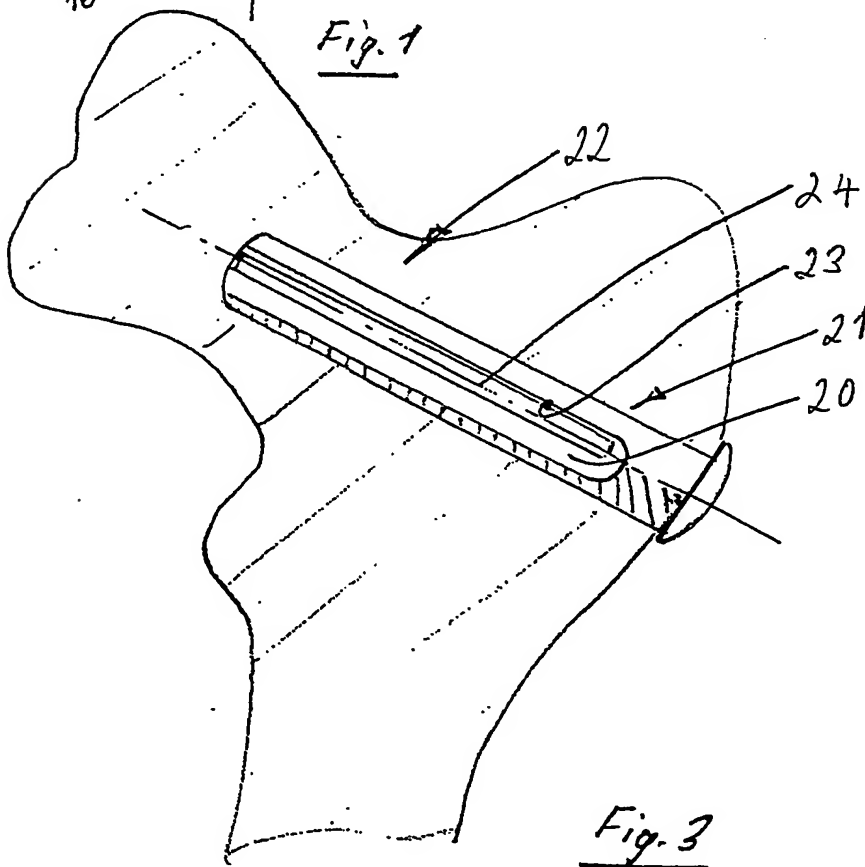


Fig. 3

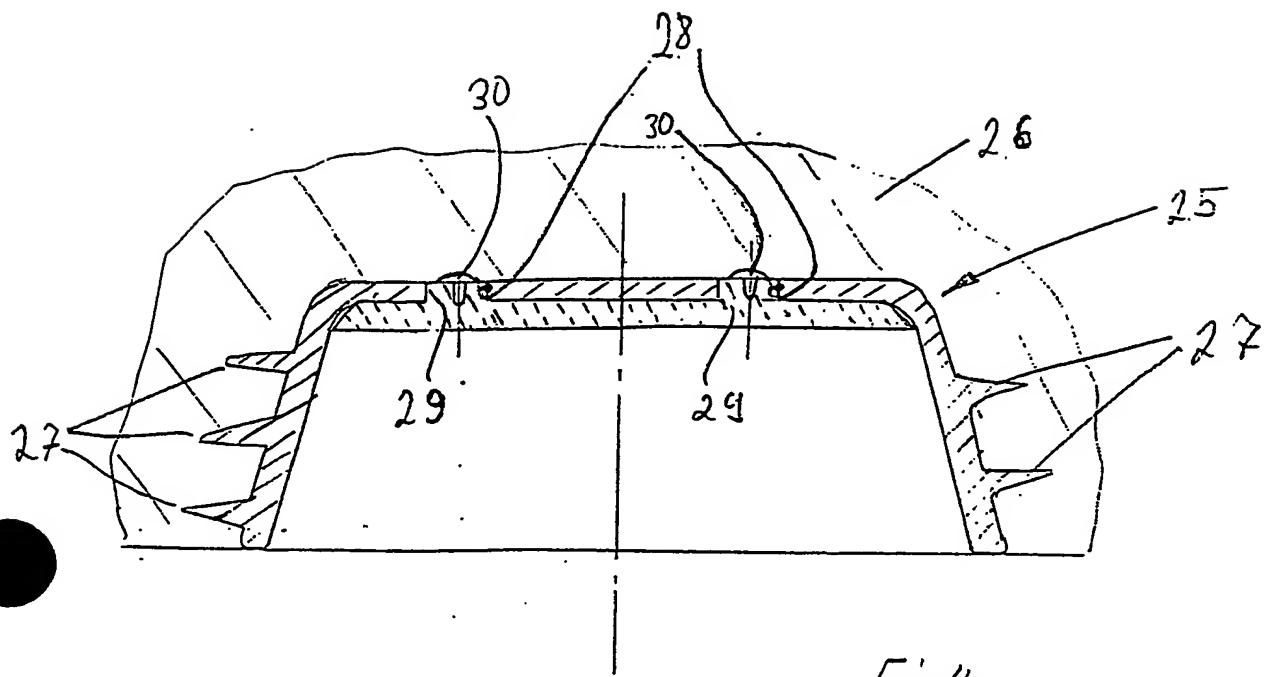


Fig. 4

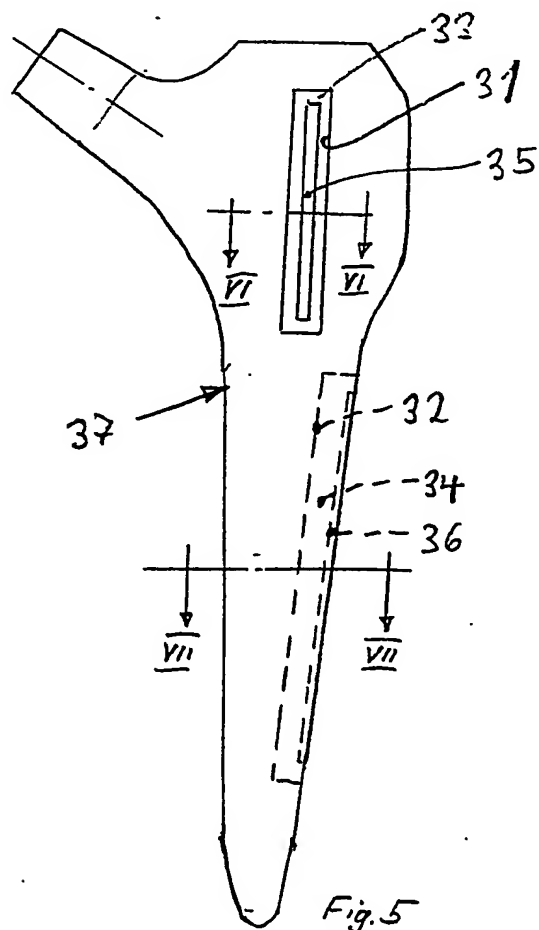


Fig. 5

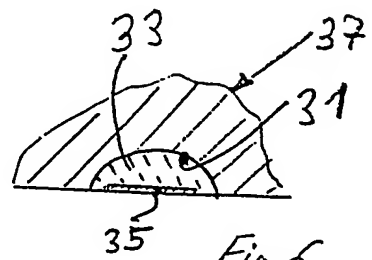


Fig. 6

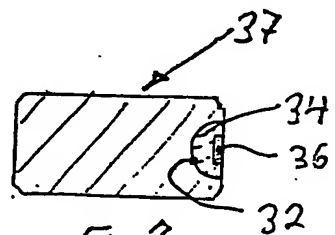


Fig. 7

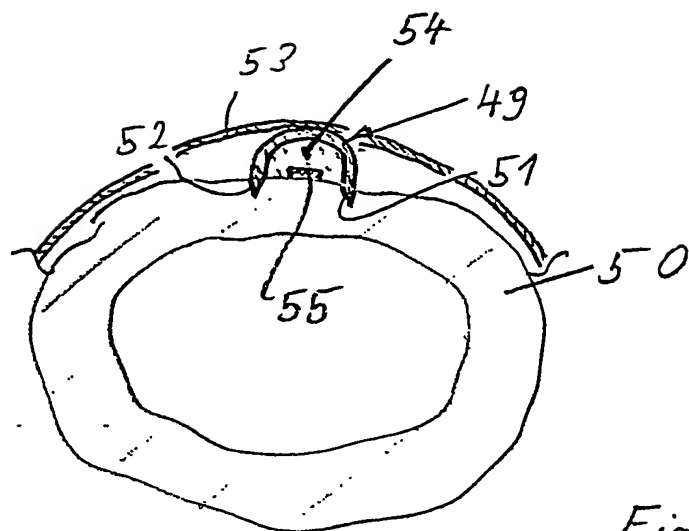


Fig. 10

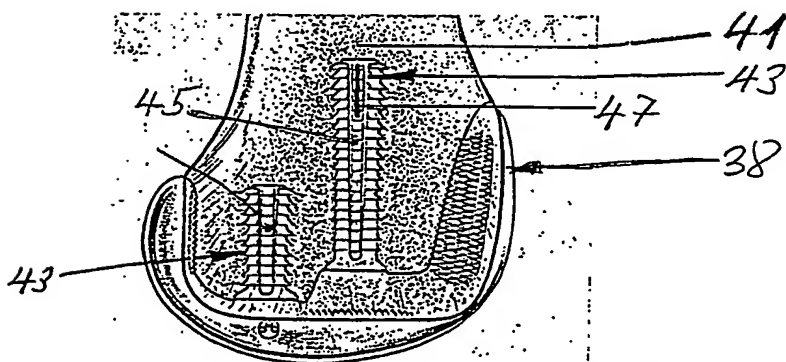


Fig. 8

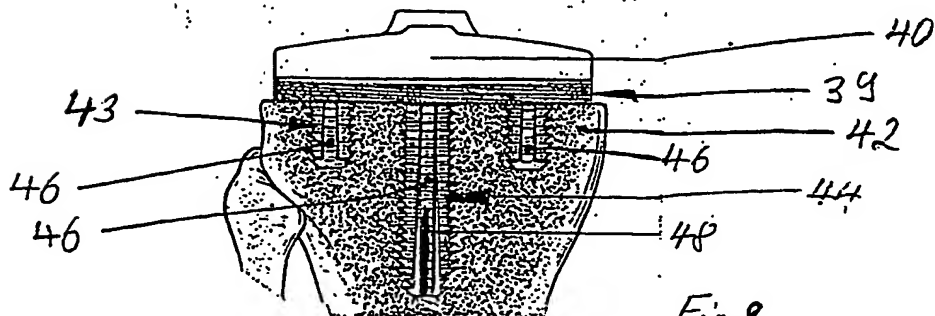


Fig. 9

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☒ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☒ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☒ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.